

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A) 平4-135551

⑬ Int. Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 平成4年(1992)5月11日

A 61 B 10/00
G 01 B 11/24
G 01 N 21/84

E 7831-4C
C 9108-2F
Z 2107-2J

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全7頁)

⑮ 発明の名称 光三次元像観察装置

⑯ 特 願 平2-259915

⑰ 出 願 平2(1990)9月27日

⑱ 発 明 者 金 子 守 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリnbas光学工業株式会社内
⑱ 発 明 者 上 邦 彰 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリnbas光学工業株式会社内
⑱ 発 明 者 五 反 田 正 一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリnbas光学工業株式会社内
⑲ 出 願 人 オリnbas光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
⑳ 代 理 人 弁理士 伊 藤 進
最終頁に続く

明 細 書

1. 発明の名称

光三次元像観察装置

2. 特許請求の範囲

計測用の光パルスが発生する光パルス発生手段と、

前記光パルス発生手段で発生した光パルスを計測対象に導くとともに、前記計測対象の内部で反射した反射光パルスを導く光ファイバ束と、

前記光パルスを前記光ファイバ束に均一に拡散して入射する光入射手段と、

前記反射光パルスを任意の時間に通過させる光開閉手段と、

前記光開閉手段を通過した反射光パルスを処理して前記計測対象の断層像を検出し、この断層像から前記計測対象の三次元像を構成する画像処理手段とを備えたことを特徴とする光三次元像観察装置。

3. 発明の詳細な説明

[産業上の利用分野]

本発明は計測対象の光断層像から三次元像を構成する光三次元像観察装置に関する。

[従来技術]

近年、診療における画像利用が普及し、被検体の内部情報を無侵襲的、非接触的に計測する技術の重要性がますます高まっている。

従来、生体などの被検体内部の情報の無侵襲的、非接触的な計測は、主としてX線によって行われていたが、このX線の使用は、放射線被曝の問題や生体機能の画像化が困難という問題があり、超音波内視鏡による体腔内組織の透視が行われるようになった。

しかしながら、前記超音波内視鏡は、空間分解能があまり高くなく、形態以外の生理的組成などの情報を知ることはできない。さらに前記超音波内視鏡の使用に際しては、水などの媒体が必要であるため、被検体の観察に際しての処置が複雑であるという問題がある。

このため、最近では、光を用いて被検体の内部情報を可視化する技術が種々提案されており、例

えば、特開昭63-85417号公報に、その先行技術が開示されている。

〔発明が解決しようとする課題〕

しかしながら、生体などの被検体の内部を詳細に調べる場合、断層像のみから組織内部の構造を正確に把握することは容易でなく、内部構造の解析のために多数の断層像が必要となって多大な労力を必要とする。さらに、血管内の酸素飽和度などの代謝機能に係わる診断においても、断層像のみでは平面的な情報しか得られず、解析に長時間を要することになる。

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、被検体内部の三次元構造を正確かつ容易に把握することができ、さらに、構造的な計測のみならず、機能的な計測をも可能とする光三次元像観察装置を提供することを目的とする。

〔課題を解決するための手段〕

本発明の光三次元像観察装置は、計測用の光パルスを発生する光パルス発生手段と、前記光パルス発生手段で発生した光パルスを計測対象に導く

とともに、前記計測対象の内部で反射した反射光パルスを導く光ファイバ束と、前記光パルスを前記光ファイバ束に均一に拡散して入射する光入射手段と、前記反射光パルスを任意の時間に通過させる光開閉手段と、前記光開閉手段を通過した反射光パルスを処理して前記計測対象の断層像を検出し、この断層像から前記計測対象の三次元像を構成する画像処理手段とを備えたものである。

〔作用〕

本発明では、光パルス発生手段で発生された光パルスは、光入射手段により光ファイバ束に均一に拡散されて入射され、この光ファイバ束により計測対象に導かれる。

そして、前記計測対象の内部で反射された反射光パルスは、前記光ファイバ束によって導かれ、任意の時間で光開閉手段を通過させられて画像処理手段にて処理される。その結果、前記計測対象の断層像が検出され、この断層像から前記計測対象の三次元像が構成される。

〔実施例〕

以下、図面を参照して本発明を具体的に説明する。

図面は本発明の一実施例を示し、第1図は光三次元像観察装置のシステム構成図、第2図は光三次元像観察装置による体腔内の観察例を示す説明図、第3図は反射光の時間と組織の深さとの関係を示す説明図、第4図は反射光強度の時間分解波形を示す説明図、第5図は光開閉の制御タイミングを示すタイムチャート、第6図は測定結果を示す説明図、第7図は散乱光抑制のための内視鏡先端の構成を示す説明図、第8図は非線形光学素子による光開閉動作の説明図、第9図は観察領域広角化のための光ファイバ束を示す説明図、第10図は観察領域広角化のためのレンズアレーを示す説明図、第11図はレンズアレーの正面図である。

第1図に示すように、光三次元像観察装置は、内視鏡1と、この内視鏡1が接続される光三次元像処理装置20と、この光三次元像処理装置20に接続されるモニタ30とを備えている。

前記内視鏡1は、被検体内部に挿入される細長

で可損性を有する挿入部に、被検体内部の表面部観察のためのライトガイド2及びイメージガイド3と、前記光三次元像処理装置20に接続される光ファイバ束4とが挿通されている。

前記ライトガイド2は、光源5から図示しない集光レンズを介して入射される照明光を伝送し、前記挿入部先端に装着された図示しない配光レンズを介して観察部位に照射するようになっている。

また、前記イメージガイド3は、前記挿入部先端の図示しない対物レンズによって結像された観察部位の光学像を導き、後端面に設けられた図示しない接眼レンズを介して肉眼観察が可能になっている。

また、前記光三次元像処理装置20は、光パルス発生手段としてのパルスレーザ6を備え、このパルスレーザ6は、Nd:YAGレーザ7と色素レーザ8とから構成されている。前記Nd:YAGレーザ7からの出射光は、前記色素レーザ8内の色素(例えば、Rhodamine G)に照射され、この色素レーザ8から出

射される光は、ミラー9で反射されてビームスプリッタ10により2つに分離されるようになっている。

前記ビームスプリッタ10を透過した光は、ビームスプリッタ11で反射された後、光入射手段としてのビームエクスパング12により、細いビーム光から前記光ファイバ束4と同程度の径の平行光に拡大される。そして、前記光ファイバ束4に均一に拡散されて入射され、この光ファイバ束4を経て患部40などの計測対象に照射されるようになっている。

この患部40にて反射された反射光は、前記光ファイバ束4によって導かれ、この光ファイバ束4から前記ビームエクスパング12を経てビームスプリッタ11を透過し、光開閉手段としてのカー(Kerr)シャッタ13に入射されるようになっている。

一方、前記色素レーザー8から出射され、前記ビームスプリッタ10で反射された光は、ビームスプリッタ14を透過して遅延ミラー装置15の

ミラー15aにより反射される。さらに、このミラー15aで反射された光は、前記ビームスプリッタ14で反射されてフォトダイオードなどからなる駆動装置16に入射され、この駆動装置16からの電気信号により前記カーシャッタ13が開かれるようになっている。

前記遅延ミラー装置15は、前記ミラー15aが固定される可動ステージ15bを備え、この可動ステージ15bがステップモータ15cにより駆動されて光軸方向に移動することにより、前記駆動装置16への光路長を変化させるようになっている。

そして、前記カーシャッタ13を通過した光は、ビームエクスパング17を経て、映像増倍管とSITカメラとを組合わせた高感度の撮像装置18に入射され、この撮像装置18からの出力信号が信号処理装置19にて処理される。

画像処理手段としての前記撮像装置18及び前記信号処理装置19では、前記信号処理装置19にて前記遅延ミラー装置15のステップモータ1

5cを制御するとともに、前記撮像装置18によって検出された計測部位の断層像に基づいて三次元像を構成し、前記モニタ30に表示する。

次に、この光三次元像観察装置による被検体内部の三次元像観察について説明する。

第2図に示すように、例えば、人体50の臓器51における三次元像を観察する場合、まず、内視鏡1の挿入部を人体50の体腔内部に挿入し、先端部を癌や潰瘍などの患部52に対向させる。

次いで、光三次元像処理装置20内のパルスレーザー6で、Nd:YAGレーザー7より数十ピコ秒の光を発生させて色素レーザー8内の色素に照射して励起させ、この色素レーザー8から数ピコ秒の極めて時間幅の短い光パルスを出射する。

この光パルスは、ミラー9、ビームスプリッタ10、11を経てビームエクスパング12により拡大されて光ファイバ束4に均一に入射され、計測対象である患部52へ面状に照射される。

そして、照射された光パルスが患部52の表面及び深部で反射されると、反射光パルスが前記光

ファイバ束4から前記光三次元像処理装置20に導かれ、前記ビームエクスパング12によって再び細いビーム光に収束されてビームスプリッタ11を透過し、カーシャッタ13に入射される。

このとき、前記色素レーザー6より出射され、ビームスプリッタ10にて分離された光パルスは、ビームスプリッタ14→ミラー15a→ビームスプリッタ14→駆動装置16へと導かれ、この駆動装置16で光電変換された信号により、前記カーシャッタ13が所定の時間開放され、このカーシャッタ13を通過した反射光がビームエクスパング17を経て撮像装置18に導かれる。

前記カーシャッタ13の開放タイミングは、前記遅延ミラー装置15のミラー15aを移動させて光路長を変化させ、前記駆動装置16への光パルスの到達時間を制御することにより設定される。

すなわち、第3図に示すように、患部52への入射光に対し、反射光が前記カーシャッタ13に到達する時間 $t_1, t_2, t_3, t_4, \dots, t_n$ は、患部52の組織深さによって異なるため、第4図に示すよ

うに、破線で示した入射光に対し、組織内の各点からの反射光の強度は、実線で示すような時間分解波形から得ることができる。

従って、前記カーシャット 13 の開放タイミングを、第 5 図に示すように、時間 $t_1, t_2, t_3, t_4, \dots, t_n$ 毎に設定し、前記光ファイバ束 4 によって導かれた組織内の各点からの反射光パルスを前記撮像装置 18 に送って反射光強度を解析することにより、前記カーシャット 13 の各開放タイミング毎に、前記光ファイバ束 4 による光パルスの照射平面に対応する患部 52 の光断層像を検出することができるのである。

そして、この時間 $t_1, t_2, t_3, t_4, \dots, t_n$ 毎の光断層像を前記信号処理装置 19 にて処理することにより、第 6 図に示すように、患部 52 の組織内部の血管 53 などを含む三次元像が得られ、モニタ 30 に表示することができる。

これにより、組織内部の構造を正確に、しかも容易に把握することができ、患部 52 内部状態の正確な診断が可能となる。さらには、前記パルス

も、散乱光を有効に抑制することが可能である。

また、光閉閉手段としては、前述したカーシャット 13 の他、第 8 図に示すように、非線形光学素子 57 を使用しても良く、この非線形光学素子 57 としては、例えば、CS2 などが採用される。

この CS2 は、偏光板 58 を介して入射される計測部位からの反射光に対し、参照光を入力することにより第 2 高調波を発生する。この第 2 高調波の強度は、前記反射光と参照光をそれぞれ時間の関数とした場合の反射光と参照光の積の積分値に比例するものであり、偏光板 59、フィルタ 60 を介して前記 CS2 からの第 2 高調波を狭い帯域で透過させ、光電子増倍管などを備えたカメラ 61 で検出することにより、同様に時間分解波形が得られる。

また、本発明の光三次元像観察装置を効果的に活用するためには、観察領域の広角化が有効であり、以下、その例について説明する。

第 9 図は、光ファイバ束 62 の先端部で、この光ファイバ束 62 を構成する各光ファイバ 62 a

レーザー 6 の色素レーザー 8 の波長を変化させて計測を繰返し、波長の異なる光パルスによって得られた各断層像間で演算を行なうことにより、例えば、前記血管 54 内の酸素飽和度などの生理的組成の三次元表示が可能となる。従って、組織内構造のみならず代謝機能の状態を把握することができ、総合的な診断を可能とすることができる。

ところで、この光三次元像観察装置においては、患部 52 からの散乱光が前記撮像装置 18 に入射された場合、ノイズとなって画像劣化の原因となる。そこで、前記散乱光を抑制して直進成分のみを抽出する必要がある。

第 7 図は、その散乱光を抑制する手段を内視鏡 1 先端部に設けた一例を示すものであり、前記光ファイバ束 4 の前面に、レンズ 54、アパーチャ（絞り）55、レンズ 56 が順次配置されたコリメータを設け、散乱光などの余分な光を制限するようになっている。

尚、前記コリメータによらず、前記光ファイバ束をシングルモードファイバとすることによって

を放射状に広げることにより、患部 52 周辺の広い領域に渡って内部の三次元像観察を可能にするものである。

この場合、前記光ファイバ束 4 の前面に通常のレンズを配置し、観察領域の広角化を図ることも可能であるが、第 10 図に示すようなレンズアレー 63 を用いることにより、さらに効果的に広角化を図ることができる。

すなわち、前記レンズアレー 63 は、前記光ファイバ束 4 を構成する各光ファイバ 4 a 間のピッチよりもやや大きいピッチで、しかも、周辺ほど偏芯して各レンズ 63 a が配置されており、第 11 図に示すように、各レンズ 63 a 間の透光部 63 b は、黒色の酸化処理ガラスなどにより構成されている。

このレンズアレー 63 を前記光ファイバ束 4 前面に対向して配置することにより、観察領域を広角化することができ、また、前記各レンズ 63 a のレンズ直径及び前記透光部 63 b の厚さを適切に設定して入射開口数あるいは F 値を絞り込むこ

とにより、前記光ファイバ4aを多モードファイバとした場合においても入射モード数を減らして光伝送時のファイバ内の分散を抑制することができる。

さらに、前記レンズアレー63と前記光ファイバ束4a端面との距離を適切に設定することにより、各光ファイバ4aへの入射光の広がりを変えることが可能なため、計測面の広がり方向の分離ができ、各光ファイバ4a相互の情報のクロストークを避けることができる。

〔発明の効果〕

以上述べたように本発明によれば、計測対象の光断層像から三次元像を得ることができるので、計測対象内部の形態を正確且つ容易にとらえることができ、さらに、構造的な計測のみならず機能的な計測をも含めた総合的な計測を可能とすることができるという効果がある。

4. 図面の簡単な説明

図面は本発明の一実施例を示し、第1図は光三次元像観察装置のシステム構成図、第2図は光三

次元像観察装置による体腔内の観察例を示す説明図、第3図は反射光の時間と組織の深さとの関係を示す説明図、第4図は反射光強度の時間分解波形を示す説明図、第5図は光開閉の制御タイミングを示すタイムチャート、第6図は測定結果を示す説明図、第7図は散乱光抑制のための内視鏡先端の構成を示す説明図、第8図は非線形光学素子による光開閉動作の説明図、第9図は観察領域広角化のための光ファイバ束を示す説明図、第10図は観察領域広角化のためのレンズアレーを示す説明図、第11図はレンズアレーの正面図である。

4…光ファイバ束

6…パルスレーザー

12…ビームエキスパンダ

13…カーシャッタ

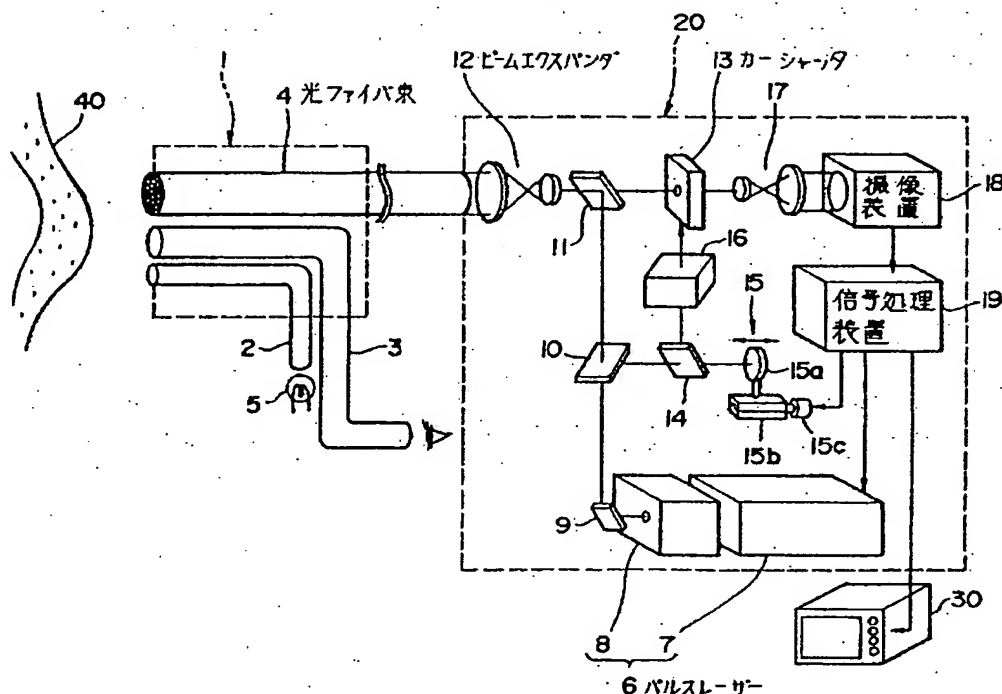
18…撮像装置

19…信号処理装置

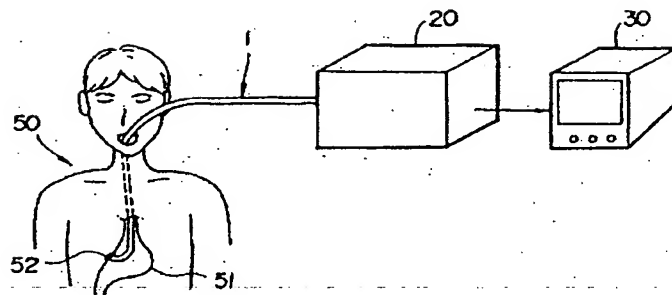
代理人 井理士 伊藤



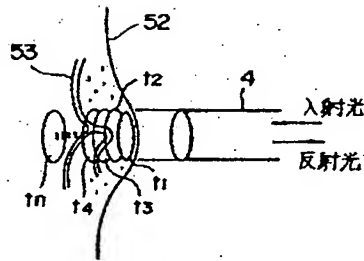
第1図



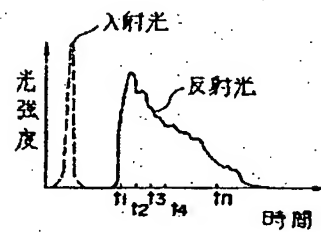
第 2 図



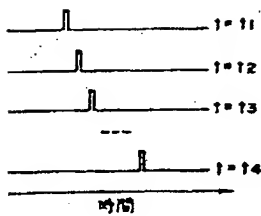
第 3 図



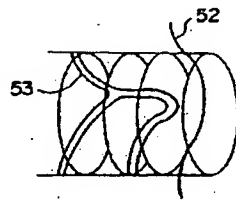
第 4 図



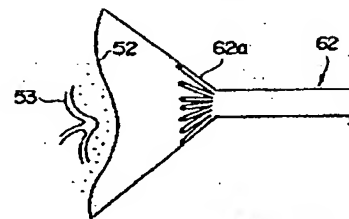
第 5 図



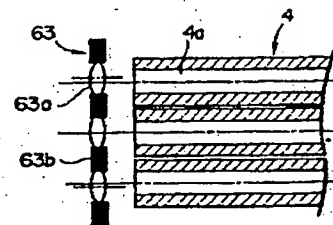
第 6 図



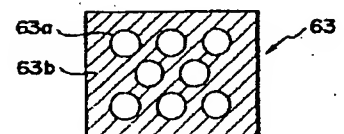
第 9 図



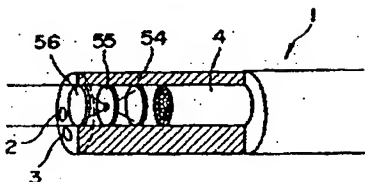
第 10 図



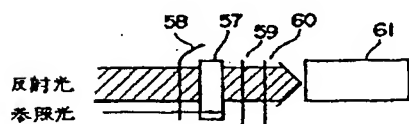
第 11 図



第 7 図



第 8 図



第1頁の続き

⑦発明者	高山	修一	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	中村	一郎	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	中村	一成	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	布施	栄一	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	高橋	進	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	小坂	芳広	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号	オリンパス光学工業株式会社内
⑦発明者	鈴木	博雅	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号	オリンパス光学工業株式会社内

手続補正書(自発)

平成2年11月16日

1. 明細書中第6ページ第20行に、
「G」とあるのを「6G」と補正します。

特許庁長官 植松 敏 殿

1. 事件の表示 平成2年特許願第259915号

2. 発明の名称 光三次元顕微鏡装置

3. 補正をする者
事件との関係 特許出願人

住 所 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目43番2号
名 称 (037) オリンパス光学工業株式会社
代表者 下 山 敏 郎

4. 代 理 人
住 所 東京都新宿区西新宿7丁目4番4号
武蔵ビル6階 ☎(371)3561
氏 名 (7623) 弁理士 伊 藤 進

5. 補正命令の日付 (自 発)

6. 補正の対象 明細書の「発明の詳細な説明」の欄

7. 補正の内容 別紙の通り

